

## Incremento térmico que produce la irradiación con los láseres de Er,Cr: YSGG y de CO<sub>2</sub> sobre diferentes tipos de superficies de implantes. Estudio piloto

Laila Gómez-Santos <sup>1</sup>, José Arnabat-Domínguez <sup>2</sup>, Alejandro Sierra-Rebolledo <sup>3</sup>, Cosme Gay-Escoda <sup>4</sup>

<sup>1</sup> Licenciada en Odontología. Residente del Postgrado de Cirugía Bucal de la Facultad de Odontología de la Universidad de Barcelona.

<sup>2</sup> Médico Estomatólogo. Profesor del Máster de Cirugía Bucal e Implantología Bucofacial. Profesor asociado de Cirugía Bucal de la Facultad de Odontología de la Universidad de Barcelona. Investigador del Instituto IDIBELL.

<sup>3</sup> Licenciado en Odontología. Máster de Cirugía Bucal e Implantología Bucofacial de la Facultad de Odontología de la Universidad de Barcelona.

<sup>4</sup> Doctor en Medicina, Estomatólogo, Especialista en Cirugía Maxilofacial. Catedrático de Patología Quirúrgica Bucal y Maxilofacial. Director del Máster de Cirugía Bucal e Implantología Bucofacial. Facultad de Odontología de la Universidad de Barcelona. Investigador coordinador del Instituto IDIBELL. Jefe del Servicio de Cirugía Bucal, Implantología Bucofacial y Cirugía Maxilofacial del Centro Médico Teknon. Barcelona.

### Correspondencia:

Centro Médico Teknon  
Instituto de investigación ID/BELL  
C/ Viñana /2  
08022 - Barcelona (Spain)  
[cgay@ub.edu](mailto:cgay@ub.edu)

Recibido: 11/07/2009

Aceptado: 21/02/2010.

Gómez-Santos L, Arnabat-Domínguez J, Sierra-Rebolledo A, Gay-Escoda C. Incremento térmico que produce la irradiación con los láseres de Er,Cr:YSGG y de CO<sub>2</sub> sobre diferentes tipos de superficies de implantes. Estudio piloto. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2010; 15 (Ed. esp.):322-7.  
© Medicina Oral S. L. C.I.F. B 96689336 - ISSN 1698-4447

### Indexed in:

- Science Citation Index Expanded  
- Journal Citation Reports  
- Index Medicus, MEDLINE, PubMed  
- Excerpta Medica, Embase, SEO PUS.  
- Índice Médico Español  
- DIALNET  
- LATINDEX

Originally cited as: Gómez-Santos L, Arnabat-Domínguez J, Sierra-Rebolledo A, Gay-Escoda C. Thermal increment due to Er,Cr:YSGG and CO<sub>2</sub> laser irradiation of different implant surfaces. A pilot study. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2010 Sep 1;15 (5):e782-7.

Full article in ENGLISH:

URL: <http://www.medicinaoral.com/medoralfreeO> I/v 15i5/medoralv 15i5p782.pdf

## Resumen

**Objetivo:** El propósito de este estudio piloto fue evaluar y comparar el incremento térmico producido sobre diferentes tipos de superficies de implantes durante la irradiación mediante los láseres de CO<sub>2</sub> y de Er,Cr:YSGG.

**Diseño del estudio:** Se utilizaron 5 implantes con 4 tipos de superficies: dos de hidroxiapatita (HA): roscado e impactado, titanio mecanizado (TI mec), plasma spray de titanio (TPS) y grabado ácido y arenado (SBAE) que fueron insertados en una costilla de cerdo adulto. Se creó un defecto óseo de 0,5 mm de diámetro en la zona apical y un Termopar® tipo-K fue puesto en contacto con los mismos. Los implantes fueron irradiados en la zona coronal de cada fijación con un láser de CO<sub>2</sub>, a una potencia de 4 W, a modo continuo, y con un láser de Er,Cr:YSGG a una potencia de 1,5 W, modo pulsado, sin refrigeración y posteriormente usando refrigeración. Se registraron las variaciones de temperaturas experimentadas en la superficie apical de los implantes.

**Resultados:** Durante la irradiación con el láser de CO<sub>2</sub> y el láser de Er,Cr: YSGG sin refrigeración, se produjo un incremento en la temperatura apical del implante en todos los casos. Sin embargo, cuando el láser de Er,Cr:YSGG fue utilizado con spray de agua se comprobó un descenso en la temperatura de todas las fijaciones. La superficie más afectada por los cambios térmicos fue la de grabado ácido y arenado.

**Conclusiones:** El láser de Er,Cr:YSGG con spray de agua aplicado en el tornillo de cierre o en la zona coronal de los implantes, no genera incrementos térmicos en la superficie apical capaces de comprometer la osteointegración y la integridad del tejido óseo periimplantario.

**Palabras clave:** Implante dental, láser, láser de Er,Cr:YSGG, láser de CO<sub>2</sub>, osteointegración, superficies de implantes, temperatura.



Introducción

En los últimos 30 años una gran variedad de láseres han demostrado ser una alternativa efectiva para la realización de diferentes procedimientos quirúrgicos en la cavidad bucal. La facilidad de manipulación, el menor tiempo quirúrgico, así como, el mayor confort experimentado por los pacientes durante la intervención quirúrgica y en el curso postoperatorio, son algunas de las ventajas demostradas por estos sistemas. Con el uso de los láseres se consiguen cortes precisos tanto de los tejidos blandos como de los duros en virtud de la interacción que produce la energía láser con el agua presente en los tejidos irradiados. El mecanismo de acción del láser se basa principalmente en el efecto térmico, producto de la absorción de esta energía por los tejidos, que produciría tanto calentamiento, deshidratación, coagulación, carbonización y vaporación, según el incremento térmico.

En Cirugía Bucal los láseres con un gran efecto térmico como el láser de CO<sub>2</sub> han sido utilizados satisfactoriamente en la exéresis de lesiones de los tejidos blandos, sin embargo existe la posibilidad de que estos incrementos de temperatura puedan generar un daño irreversible al actuar en contacto con el hueso. Eriksson y Albrektsson (1) en 1983, demostraron que una temperatura superior a los 47°C mantenida durante 1 minuto, causaría un daño irreversible en el tejido óseo. Por lo que, partiendo de la temperatura basal de los tejidos de 37°C, incrementos térmicos superiores a los 10°C durante la aplicación del láser podrían ser suficientes para ocasionar una lesión ósea irreparable.

En el campo de la Implantología Bucal se indica la utilización del láser (2) para: las segundas fases quirúrgicas (3), la exéresis de hiperplasias mucosas (4) y para la descontaminación de superficies afectadas por periimplantitis (5,6). Sin embargo, la posibilidad de generar un daño en el hueso periimplantario y en la superficie de los implantes capaz de comprometer la osteointegración, presenta una gran desventaja en el uso de estas tecnologías. El láser de CO<sub>2</sub> ha sido uno de los láseres más empleados tanto en Cirugía Bucal como en Implantología. Sus ventajas durante la segunda fase quirúrgica y para la descontaminación de las distintas superficies periimplantarias han sido comprobadas por diversos autores (5,7,8).

Otros láseres con menor efecto térmico como el láser de Er:YAG (2,9-11) también ha sido propuestos para la Cirugía Implantológica (12). El láser de Er,Cr:YSGG, es un láser que emite radiación de luz a una longitud de onda de 2,78 flm.1Po-

see unos efectos morfológicos en el área irradiada similares a los obtenidos durante la utilización del láser de Er:YAG, a una longitud de onda de 2,94 flm (13). El láser de Er,Cr:YSGG produce un corte óseo preciso y una ablación con mínimos efectos térmicos sobre los tejidos adyacentes (13-16). Se ha propuesto su utilización para la preparación de cavidades y para la remoción de caries (13,16), el tratamiento quirúrgico de lesiones de los tejidos blandos y para efectuar biopsias (15). No obstante, hasta la fecha existen pocos estudios que evalúen su utilización en la Cirugía Implantológica.

El propósito del estudio fue evaluar y comparar el incremento térmico producido sobre diferentes tipos de superficies de implantes durante la irradiación con el láser de CO<sub>2</sub> y con el láser de Er,Cr:YSGG con o sin refrigeración (spray de agua).

Material y Método

En este estudio in vitro, se utilizaron implantes de titanio impactados y roscados con diferentes tipos de superficies: hidroxiapatita(HA) impactado (IMZ,Friatec, Mannheim,Alemania), hidroxiapatita (HA) roscado (Steri-Oss Inc, Anaheim, EE.UU.), titanio mecanizado (TImec) (BranemarkSystem MK 111,NobelBiocare,Goteborg,Sueci a), plasma spray de titanio (TPS) (Osseotite,3i,West Palm Beach,EE.UU.) y grabado ácido y arenado (SBAE) (Defcon TSA Serie3, Implantent, Barcelona,España). Cinco implantes, fueron insertados mediante la técnica quirúrgica habitual en una costilla de cerdo adulto. Las características de los implantes se muestran en la tabla 1. Posteriormente, con material rotatorio, se confeccionaron agujeros de 0,5 mm de diámetro en la cortical ósea a nivel del tercio apical de cada implante, simulando una fenestración. Un termopar (Termopar® Tipo "K". TM 1300K) (T equipment, Hazlet NY, EE.U.U.) fue puesto en contacto con la zona apical de cada implante y fijado y aislado con cera Utility® (Dentalwax,Reus,Barcelona). Luego se aisló todo el sistema mediante la colocación de un dique de goma en el tercio coronal de los implantes fijado con los tornillos de cierre. Se usaron dos tipos de láseres, uno de CO<sub>2</sub> (Satelec®, Burdeos, Francia.) con longitud de onda de 10,6 flm a una potencia de 4 W, modo continuo, y un láser de Er,Cr:YSGG (Waterlase®, Biolase, San Clemente, EE.UU.) con longitud de onda de 2,78 flm a una potencia de 1,5 W, modo pulsado, con frecuencia de 20 Hz, con una punta Tip-Z6 de 600 flm y usando en uno de los grupos refrigeración con 12% aire y

Tabla 1. Diseño y superficie de los implantes irradiados.

Nr	Código	Material de la Superficie	Diseño	Textura
1	HA Impac.	Hidroxiapatita	Impactado	Rugosa
2	TI Mec.	Titanio mecanizado	Enroscado	lisa
3	TPS	Plasma spray de titanio	Impactado	Rugosa
4	HA Rosc.	Hidroxiapatita	Enroscado	Rugosa
5	SBAE	Grabado ácido y arenado	Impactado	Rugosa



6 % H<sub>2</sub>O. Con este material se irradió el tornillo de cierre de cada uno de los implantes a una distancia focal de 1,5 mm y una angulación de 90° con respecto a los mismos durante 60 segundos. Se registraron las variaciones de temperatura experimentadas en la parte apical de los implantes durante la irradiación con el láser de CO<sub>2</sub>, láser de Er,Cr:YSGG con refrigeración y con el láser de Er,Cr:YSGG sin refrigeración. Las mediciones fueron hechas justo antes de comenzar la irradiación [Temp.\_1], a los 60 segundos de irradiación continua, momento en el que se dejó de aplicar el láser [Temp.\_2], 30 segundos después de finalizada la irradiación [Temp.\_3] y 60 segundos después de acabada la misma [Temp.\_4]. Se efectuó un análisis descriptivo del comportamiento observado en cada una de las superficies irradiadas en función del tiempo de irradiación, potencia del láser usado y aplicación o no de la refrigeración con spray de agua, utilizando el programa estadístico SPSS 9.0 para Windows (N° de serie 7116391).

## Resultados

Con el láser de CO<sub>2</sub> se observó un aumento de la temperatura en las superficies de todos los implantes (Fig. 1). La media de incremento térmico a los 60 segundos de irradiación fue de 8,56°C con un rango de 4,30 - 13,10°C. Para la superficie

SBAE y para la TPS, este aumento térmico fue superior de 10°C al momento de terminar la irradiación. De todas las superficies, la de HA en el implante roscado presentó el menor incremento térmico con valores de 4,3°C durante la irradiación y 3,50°C una vez pasados 60 segundos desde el cese de la irradiación. Cuando se utiliza el láser de Er,Cr:YSGG sin refrigeración todas las superficies presentaron un aumento de la temperatura (Fig. 2). El incremento térmico medio fue de 5,02°C con un rango entre 2,70 a 7,50°C, siendo mayor la temperatura alcanzada en los implantes cubiertos de HA, tipo roscado, y SBAE con 7,50°C y 6,70°C respectivamente.

La superficie de TI mecanizado fue en esta ocasión la que experimentó menor aumento térmico a nivel apical durante la irradiación con un valor de 2,7°C absolutos. Aplicando el láser de Er,Cr:YSGG con refrigeración se observó un descenso de la temperatura en todos los implantes (Fig. 3). La media de descenso térmico fue de 0,6°C con un rango mínimo de - 0,20 y máximo de -1,30. Al terminar la irradiación el descenso más evidente fue experimentado en el implante de superficie SBAE, que había obtenido los valores de -1,30°C. La superficie de Ti mecanizado experimentó el menor descenso de temperatura durante la irradiación con -0,20°C y posteriormente se observó un incremento de 1°C un minuto después de dejar de irradiar.

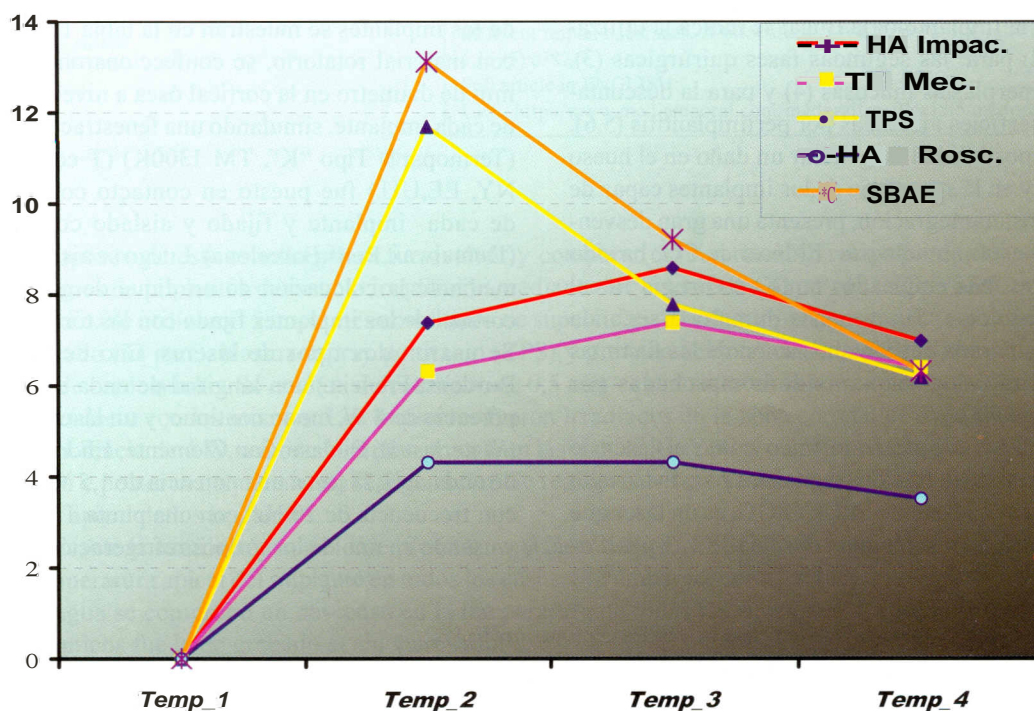


Fig. 1. Incremento térmico durante la aplicación del láser de CO<sub>2</sub> a las diferentes superficies de implantes.

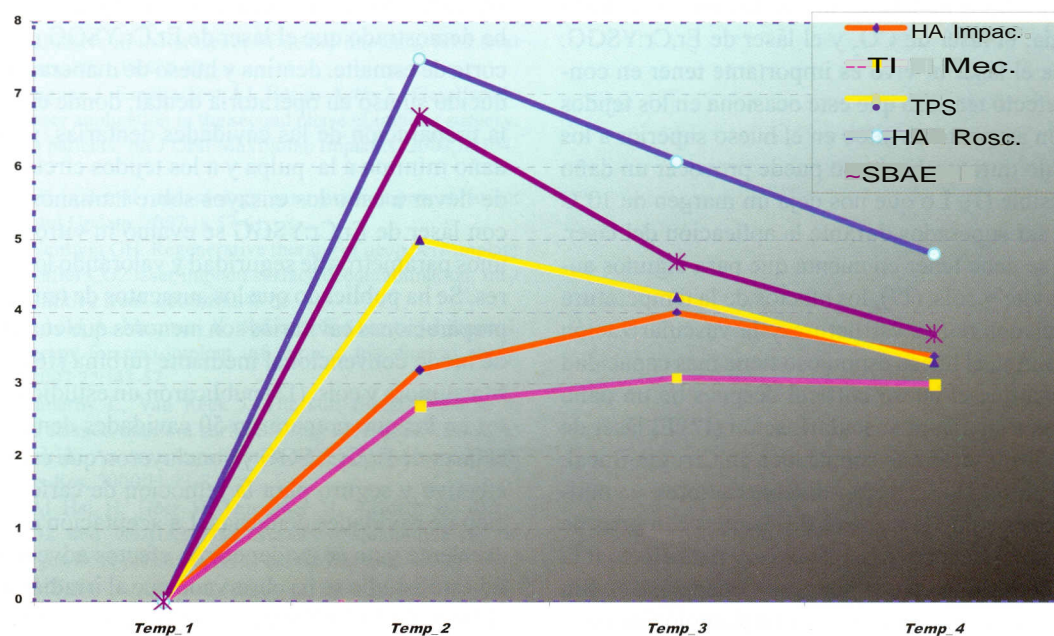


Fig. 2. Variación térmica durante la aplicación del Láser de Er,Cr:YSGG sin refrigeración.

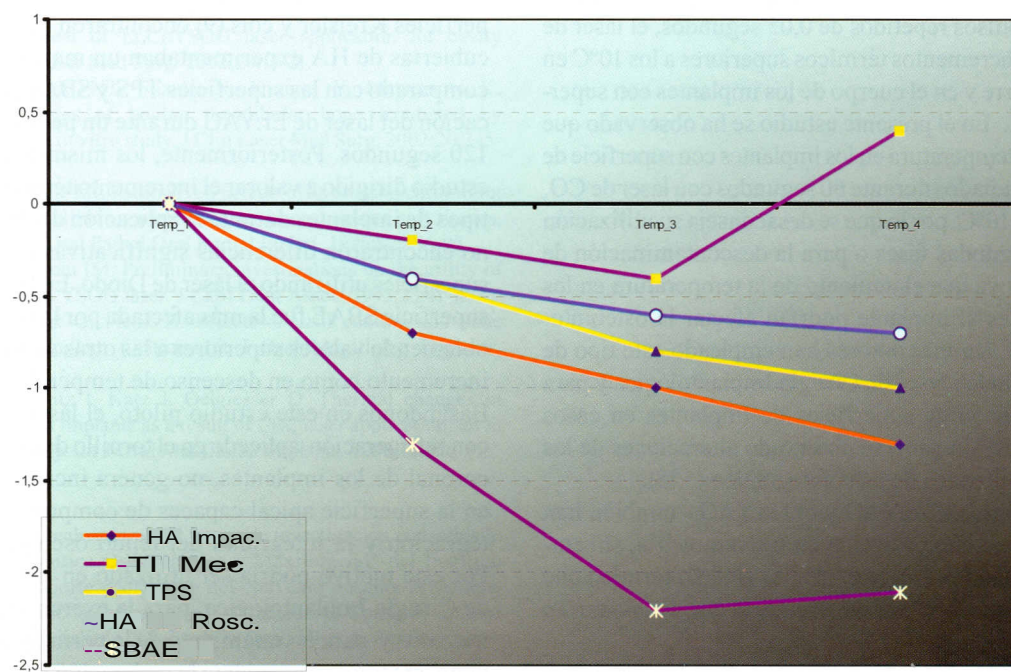


Fig. 3. Variación térmica durante la aplicación del Láser de Er,Cr:YSGG con refrigeración.



## Discusión

El objetivo del presente estudio ha sido determinar la variación de temperatura para distintas superficies de implantes irradiadas con 2 tipos de láseres utilizados muy a menudo en Odontología, el láser de CO<sub>2</sub> y el láser de Er,Cr:YSGG. Cuando se usa el láser in vivo es importante tener en consideración el efecto térmico que este ocasiona en los tejidos adyacentes. Un aumento térmico en el hueso superior a los 47°C mantenido durante 1 minuto puede provocar un daño tisular irreversible (1). Lo que nos deja un margen de 10°C que no deben ser superados durante la aplicación del láser. Sin embargo, se debe tener en cuenta que para algunos autores como Haider y cols. (17), los efectos de la temperatura están influenciados por la estructura y la vascularización del tejido óseo. Así, el hueso esponjoso tiene más capacidad de regeneración que el hueso cortical después de un daño térmico gracias a su mayor vascularización (17). El láser de CO<sub>2</sub> es uno de los láseres más empleados en Cirugía Bucal. Su utilización ha sido descrita por diversos autores en múltiples aplicaciones como la exéresis de lesiones benignas de los tejidos blandos, frenectomías, biopsias y para efectuar la vaporización de lesiones precancerosas (leucoplasias). Sin embargo, su aplicación en la Cirugía Implantológica debe ser cuidadosa debido a los efectos térmicos que genera la tecnología láser. Kreisler y cols. (8) comprobaron que los 47°C de temperatura eran superados a los 15 segundos de aplicación de este láser a una potencia de 2,5 W en implantes con superficies TPS. Por lo que recomiendan su uso siempre que se limite la potencia del mismo.

Por el contrario, Barak y cols. (18) encontraron, que con potencias menores de 4 W en modo continuo y menores de 8 W en modo de pulsos repetidos de 0,05 segundos, el láser de CO<sub>2</sub> no genera incrementos térmicos superiores a los 10°C en el tornillo de cierre y en el cuerpo de los implantes con superficies TPS y HA. En el presente estudio se ha observado que los aumentos de temperatura en los implantes con superficie de SBAE y TPS irradiados durante 60 segundos con láser de CO<sub>2</sub> son superiores a 10°C, por lo que se desaconseja su utilización en cirugía de segundas fases o para la descontaminación de estas superficies ya que el aumento de la temperatura en los tejidos adyacentes al implante podrían afectar la osteointegración. Aún así, algunos autores han empleado este tipo de láser en las segundas fases de Cirugía Implantológica y para la descontaminación de superficies de implantes en casos de periimplantitis, sin haberse observado alteraciones de los implantes ni del proceso de osteointegración (S,18).

Otros láseres como el NdYAG y el HoYAG, también han sido probados para su utilización en Implantología, sin embargo su uso ha sido desaconsejado por el daño térmico que producirían al hueso y el daño estructural que ocasionarían en la superficie de titanio (10).

El láser de Er:YAG ha sido propuesto para las segundas fases quirúrgicas en Implantología, gracias a las ventajas mostradas por el mismo al ser comparado con el método tradicional con bisturí frío. Su escaso daño térmico, la

ausencia de daño en la superficie del implante y el confort postoperatorio experimentado por los pacientes son entre otras, algunas de las ventajas demostradas por este sistema (3). Desde los estudios de Eversole y Rizoiu (16) en 1995 se ha demostrado que el láser de Er,Cr:YSGG es efectivo en el corte de esmalte, dentina y hueso de manera que se ha introducido su uso en operatoria dental, donde es utilizado para la preparación de las cavidades dentarias, produciendo un daño mínimo a la pulpa y a los tejidos circundantes. Antes de llevar a cabo los ensayos sobre humanos, la irradiación con láser de Er,Cr:YSGG se evaluó in vitro, determinando unos parámetros de seguridad y valorando los efectos pulpares. Se ha publicado que los aumentos de temperatura en las preparaciones cavitarias son menores que cuando se realizan de modo convencional mediante turbina (16).

Matsumoto y cols. (13) publicaron un estudio con 44 pacientes en los que prepararon 50 cavidades dentarias mediante el láser de Er,Cr:YSGG y concluyeron que éste es: eficiente, efectivo y seguro para la remoción de caries y la preparación de cavidades dentarias. La aceptación del paciente fue excelente y no se evidenciaron efectos adversos.

En este estudio se ha observado que al irradiar implantes con el láser de Er,Cr:YSGG no se producen aumentos de temperatura durante la irradiación o posteriormente a ella, que pudieran hacer peligrar la integridad de los tejidos vecinos siempre que se utilice refrigeración. El uso de este tipo de láser sin irrigación provocó un incremento térmico medio de SOC con un valor máximo de 7,5°C. Aunque este incremento no superaría la temperatura mínima para producir un daño óseo irreversible, se desaconseja su uso sin spray de agua.

En cuanto al comportamiento de los diferentes tipos de superficies Kreisler y cols.(9) encontraron que las superficies cubiertas de HA experimentaban un mayor calentamiento, comparado con las superficies TPS y SBAE, durante la aplicación del láser de Er:YAG durante un periodo de tiempo de 120 segundos. Posteriormente, los mismos autores en otro estudio dirigido a valorar el incremento térmico de diferentes tipos de implantes durante la aplicación del láser de GaAlAs no encontraron diferencias significativas entre las mismas superficies utilizando el láser de Diodo. En nuestro estudio la superficie SBAE fue la más afectada por la variación térmica obteniendo valores superiores a las otras superficies tanto en incremento como en descenso de temperatura.

Basándonos en este estudio piloto, el láser de Er,Cr:YSGG con refrigeración aplicado en el tornillo de cierre y en la zona coronal de los implantes, no genera incrementos térmicos en la superficie apical capaces de comprometer la osteointegración y la integridad del tejido óseo periimplantario. Por este motivo podría ser utilizado en las segundas fases de Cirugía Implantológica, para la exéresis de hiperplasias mucosas y para el tratamiento de la periimplantitis. No obstante, creemos conveniente la realización de nuevos estudios encaminados a valorar el daño estructural provocado en las superficies de los implantes, así como, estudiar su efecto bactericida.

## Bibliografía

1. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*. 1983;50: 101-7.
2. Wilcox CW, Wilwerding TM, Watson P, Morris JT. Use of electrosurgery and lasers in the presence of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16:578-82.
3. Arnabal-Domínguez J, España-Tost AJ, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Erbiul:YAG laser application in the second phase of implant surgery: a pilot study in 20 patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18:104-12.
4. Garg AK. Lasers in dental implantology: innovation improves patient care. *Dent Implantol Update*. 2007; 18:57-61.
5. Romanos GE, Nentwig GH. Regenerative therapy of deep peri-implant infrabony defects after CO<sub>2</sub> laser implant surface decontamination. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008;28:245-55.
6. Takasaki AA, Aoki A, Mizutani K, Kikuchi S, Oda S, Ishikawa A. Er:YAG laser therapy for peri-implant infection: a histological study. *Lasers Med Sci*. 2007;22:143-57.
7. Mouhyi J, Sennerby L, Van Reck J. The soft tissue response to contaminated and cleaned titanium surfaces using CO<sub>2</sub> laser, citric acid and hydrogen peroxide. An experimental study in the rat abdominal wall. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11:93-8.
8. Kreisler M, Al Haj H, Götz H, Duschner H, d'Hoedt B. Effect of simulated CO<sub>2</sub> and GaAlAs laser surface decontamination on temperature changes in Ti-plasma sprayed dental implants. *Lasers Surg Med*. 2002;30:233-9.
9. Kreisler M, Al Haj H, d'Hoedt B. Temperature changes at the implant-bone interface during simulated surface decontamination with an Er:YAG laser. *Int J Prosthodont*. 2002;15:582-7.
10. Kreisler M, Götz H, Duschner H. Effect of Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, CO<sub>2</sub>, and GaAlAs laser irradiation on surface properties of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17:202-11.
11. Matsuyama T, Aoki A, Oda S, Yoneyama T, Ishikawa I. Effects of the Er:YAG laser irradiation on titanium implant materials and contaminated implant abutment surfaces. *J Clin Laser Med Surg*. 2003;21:7-17.
12. Ishikawa I, Aoki A, Takasaki AA. Clinical application of erbium:YAG laser in periodontology. *Int Acad Periodontol*. 2008;10:22-30.
13. Matsumoto K, Hossain M, Hossain MM, Kawano H, Kimura Y. Clinical assessment of Er,Cr:YSGG laser application for cavity preparation. *J Clin Laser Med Surg*. 2002;20:17-21.
14. Wang X, Ishizaki NT, Suzuki N, Kimura Y, Matsumoto K. Morphological changes of bovine mandibular bone irradiated by Er,Cr:YSGG laser: an in vitro study. *J Clin Laser Med Surg*. 2002;20:245-50.
15. Rizioiu IM, Eversole LR, Kimmel AL. Effects of an erbium, chromium, yttrium, scandium, gallium, garnet laser on mucocutaneous soft tissues. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1996;82:386-95.
16. Eversole LR, Rizioiu IM. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. *J Calif Dent Assoc*. 1995;23:41-7.
17. Haider R, Watzek G, Plenck H. Effects of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8:83-9.
18. Barak S, Horowitz I, Katz I, Oelgiesser D. Thermal changes in endosseous root-form implants as a result of CO<sub>2</sub> laser application: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13:666-71.

## Agradecimientos

Este estudio ha sido realizado por el grupo de investigación consolidado "Patología y Terapéutica Odonológica y Maxilofacial" del Instituto IDIBELL, con el soporte económico del convenio docente-asistencial de Cirugía Bucal entre la Universitat de Barcelona, el Consorci Sanitari Integral y el Servei Català de la Salut de la Generalitat de Catalunya.